

**\* NOTICES \***

JPO and NCIP I are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

**[Claim(s)]**

[Claim 1] The electrocardiogram monitoring device characterized by extending and preparing a center electrode, at least three circumference electrodes arranged at equal intervals on the periphery of one flat surface centering on this center electrode, and the reference electrode arranged on the outside of this circumference electrode at said electrocardiogram detector in the same direction which intersects perpendicularly to said one flat surface in the electrocardiogram monitoring device which observes the electrocardiogram which the electrocardiogram detector detected.

[Claim 2] The electrocardiogram monitoring device according to claim 1 characterized by replacing with at least three circumference electrodes in said electrocardiogram detector, and using the circumference electrode of the one shape of a ring arranged on the periphery of an equal distance from a center electrode.

[Claim 3] The electrocardiogram monitoring device according to claim 1 characterized by outputting the electrocardiogram data signal which the reference electrode was connected to the earth terminal and carried out the differential amplifier to \*\* when the center electrode in said electrocardiogram detector was connected to the plus input terminal of the differential amplifier and the circumference electrode was connected with the minus input terminal.

[Claim 4] The electrocardiogram monitoring device according to claim 1 characterized by outputting the electrocardiogram data signal which the reference electrode was connected to the earth terminal and carried out the differential amplifier to \*\* when the center electrode in said electrocardiogram detector was connected to the plus input terminal of the differential amplifier and the series connection of amplifier and the attenuator was carried out between the minus input terminal and the circumference electrode.

[Claim 5] The electrocardiogram monitoring device according to claim 3 or 4 characterized by forming a multiple channel with the combination of an output terminal in differential \*\*\*\* of the center electrode and circumference electrode in said electrocardiogram detector.

[Claim 6] The electrocardiogram monitoring device according to claim 3 or 4 characterized by correlating with the center electrode of said electrocardiogram detector, and a circumference inter-electrode distance, and determining amplification degree, and changing by the electrode and the pair.

[Claim 7] The electrocardiogram monitoring device according to claim 1 characterized by having an elastic member for the center electrode in said electrocardiogram detector, a circumference electrode, and a reference electrode holding an equal distance and equal regular intervals from a center electrode according to an individual, respectively, and carrying out elastic displacement in the extension direction.

[Claim 8] The electrocardiogram monitoring device according to claim 1 characterized by having the acute-angle section for making contact on the skin easy in the center electrode in said electrocardiogram detector, a circumference electrode, and a reference electrode.

[Claim 9] The electrocardiogram monitoring device according to claim 1 characterized by preparing the wireless transmitting section which carries out wireless transmission of the electrocardiogram data in said electrocardiogram detector.

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the electrocardiogram monitoring device which applies the electroencephalogram measurement technique, and draws and observes an electrocardiogram with the electrocardiogram detector miniaturized like a stethoscope, and performs a wave diagnosis and an arrhythmia diagnosis.

[0002]

[Description of the Prior Art] Conventionally, the electrocardiogram serves as the information source important for a diagnosis of cardiopathy especially an ischemic disease, arrhythmia, etc., and its therapy like a chest radiograph for clinical medicine. Such an electrocardiograph has a common standard 12 induction electrocardiograph. This standard 12 induction electrocardiograph equips six parts of a right-and-left hand, a right-and-left guide peg, and a thorax with an electrode, derives an electrocardiogram, and is observing the condition of the heart in the detail locally from X, Y, and Z shaft orientation to observation and \*\*. In this observation, potential change which broke out by either of the hearts appears as a wave which changes with differences of the measuring point of a body surface.

[0003] Thus, although diagnosed in the electrocardiographic complex paying attention to waves, such as ischemic heart disease by change of the myocardial infarction by the deformation appearance of the cardiac hypertrophy relation judged by the electrocardiogram wave amplitude, the conduction disturbance mainly judged by time extension of the electrocardiographic complex, and a part of electrocardiographic complex (Q wave), or the potential level of a part of electrocardiographic complex (ST segment), the arrhythmia diagnosis which pays its attention to the tune of a rhythm (pulse) is performed to others with an electrocardiogram.

[0004] It is not necessary to use all the parts (induction) that observe an electrocardiogram in this rhythm diagnosis. that is, the tune of the whole rhythm becomes important rather than the detailed decision of a wave, such as seeing and becoming bored, to which a rhythm is early, is late and breaks off that what is necessary is just to carry out using one of the induction equivalent to X, Y, and the Z-axis. This reads it as what kind of configuration a wave shows [ a wave diagnosis of ischemic heart disease etc. ] by which part (induction), or whether slight changing wave shape occurs, because it differs greatly.

[0005] Moreover, there are some classes of electrocardiographs and it is used, choosing the thing suitable for the situation as them. Inspection with an electrocardiograph and observation have the urgent management expected to be possible in all locations when not only the inside of the limited time amount in a hospital but required since cardiopathy has acute fear which happens suddenly, and the verification-management to which it is supposed that he wants to know a detailed disease condition when it has become clear that a certain abnormalities are already in the heart by a subjective sign etc. In the hospital, the standard 12 induction electrocardiograph is usually used abundantly. Moreover, when it measures in a detail more, in case a body surface electrogram meter is used and it is used simple, pocket mold electrocardio equipment etc. is used.

[0006] This body surface electrogram meter equips with the electrode near 100 body (thorax)

front faces at equal intervals, detects each electrode potential, and performs an image (graphic form) display. Moreover, in order that pocket mold electrocardio equipment may enable electrocardiogram observation simple in all locations, it makes plus, minus, and a reference electrode a thorax at a triangle, is contacted for a body surface as one electrode plate, and is drawing the electrocardiogram.

[0007] In this case, although it is important that a body surface is exactly equipped with an electrode in inspection of an actual electrocardiogram, it is not easy for the electrocardiogram mainly stabilized under the effect of the horny layer on the front face of the skin to derive. For example, when conductivity gets worse in a horny layer, an impedance becomes more than number 100kohm, and the stable electrocardiogram derivation becomes difficult. For this reason, conductive jellies are applied to a skin front face before electrode wearing, or the physiological saline is infiltrated into the skin. Moreover, processing which exfoliates the horny layer on the front face of the skin in sand paper may be performed, and an electrocardiogram may be inspected. This processing requires time and effort and has been the failure of a quick and simple inspection. Therefore, the simplicity demanded will reduce the number of the electrodes, and can solve it only by planning small.

[0008] On the other hand, in order to obtain detailed electrocardiogram data, the body surface was equipped with about 100 electrodes, the body surface potential is measured, but since it is surrounded by the good conductor from the heart of an electrocardiogram generation source up to the body surface, electric diffusion will arise, and even if, as for potential measurement in a body surface, it makes [ many ] the number of electrodes, detection power does not improve in proportion to the number.

[0009] For this reason, the improvement which aims at improvement in detection power is made. these improvements — the so-called source daily bay SHON in the electroencephalogram field — it is the same idea as fundamentally as law. In addition, in the present condition, these approaches must equip with many electrodes, and since inspection data to the extent that the difficulty of this inspection is balanced are not obtained, they have not fully spread.

[0010]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] When it is in the above-mentioned conventional example, and contacting the electrode plate which formed plus, minus, and a reference electrode in the thorax at the triangle for a body surface, drawing an electrocardiogram signal and observing the electrocardiogram signal with pocket mold electrocardio equipment, the differential amplifier has amplified and detected the considerable potential projected on the field side which is parallel to a thorax from a heart vector. For this reason, if electrocardiographic-wave meter type changes and inter-electrode becomes narrow further with the sense of the electrode shown by the sense of an electrode plate, i.e., plus, and minus, signal level will become small, a signal / noise (S/N) ratio deteriorates and wave-like recognition becomes difficult.

[0011] Pocket mold electrocardio equipment is unsuitable for a wave diagnosis like ischemic heart disease, and this shows that it can be used only for observation of arrhythmia. Moreover, the miniaturization of a triangular electrode plate is also limited. That is, there is the troublesomeness to which a cellular phone cannot be miniaturized so that easily, but it must set the electrode plate sense uniformly like a stethoscope, and there is a fault which cannot detect an electrocardiogram correctly and certainly.

[0012] Therefore, to the demand referred to as wanting to use it at all the times, to when and where it occurs suddenly and the disease which does not become clear like myocardial infarction or an ischemic disease, a wave diagnosis is difficult for conventional pocket mold electrocardio equipment, and it has immediately the suitable serious fault that it cannot respond in all locations.

[0013] If the technical problem in such a Prior art is solved, the known electroencephalogram measurement technique is applied and the cellular phone miniaturizes electrocardiogram measurement like an easy stethoscope, electrode wearing will become simple, and this invention can derive an electrocardiogram signal to \*\* correctly and certainly, and will provide it with the

electrocardiogram monitoring device with which a desired wave diagnosis and a desired arrhythmia diagnosis are attained.

[0014]

[Means for Solving the Problem] In order to attain the above-mentioned technical problem, invention according to claim 1 extends and prepares a center electrode, at least three circumference electrodes arranged at equal intervals on the periphery of one flat surface centering on this center electrode, and the reference electrode arranged on the outside of this circumference electrode at an electrocardiogram detector in the same direction which intersects perpendicularly to one flat surface in the electrocardiogram monitoring device which observes the electrocardiogram which the electrocardiogram detector detected.

[0015] An electrocardiogram monitoring device according to claim 2 is replaced with at least three circumference electrodes in an electrocardiogram detector, and the circumference electrode of the one shape of a ring arranged on the periphery of an equal distance from a center electrode is used.

[0016] An electrocardiogram monitoring device according to claim 3 will output the electrocardiogram data signal which the reference electrode was connected to the earth terminal and carried out the differential amplifier to \*\*, if the center electrode in an electrocardiogram detector is connected to the plus input terminal of the differential amplifier and a circumference electrode is connected with a minus input terminal.

[0017] An electrocardiogram monitoring device according to claim 4 will output the electrocardiogram data signal which the reference electrode was connected to the earth terminal and carried out the differential amplifier to \*\*, if the center electrode in an electrocardiogram detector is connected to the plus input terminal of the differential amplifier and the series connection of amplifier and the attenuator is carried out between a minus input terminal and a circumference electrode.

[0018] An electrocardiogram monitoring device according to claim 5 forms a multiple channel with the combination of an output terminal in differential \*\*\*\*\* of the center electrode and circumference electrode in an electrocardiogram detector.

[0019] An electrocardiogram monitoring device according to claim 6 is correlated with the center electrode of an electrocardiogram detector, and a circumference inter-electrode distance, and determines amplification degree, and are modification and a thing made exchangeable in an electrode and a pair.

[0020] It has an elastic member for an electrocardiogram monitoring device according to claim 7 to carry out elastic displacement in the extension direction by the center electrode in an electrocardiogram detector, a circumference electrode, and a reference electrode holding an equal distance and equal regular intervals from a center electrode according to an individual, respectively.

[0021] An electrocardiogram monitoring device according to claim 8 has the acute-angle section for making contact on the skin easy in the center electrode in an electrocardiogram detector, a circumference electrode, and a reference electrode.

[0022] An electrocardiogram monitoring device according to claim 9 equips an electrocardiogram detector with the wireless transmitting section which carries out wireless transmission of the electrocardiogram data.

[0023] Claims 1, 2, and 3 of this configuration and the electrocardiogram monitoring device of four publications prepared at least three circumference electrodes or the circumference electrode of the shape of one ring, and the reference electrode in the perimeter of the center electrode of an electrocardiogram detector in one by an equal distance and equal regular intervals, and have acquired the electrocardiogram data signal of the direction of a vertical from the potential of this electrode to the body surface through the differential amplifier. Therefore, if inter-electrode distance of an electrocardiogram detector can be shortened extremely, even if the sense of an electrocardiogram detector turns into which sense on a body surface at the time of measurement, a wave will not change and deform into \*\*, the simple nature of use and a wave will be equalized, and a measurement error will be reduced. By this, while the cellular

phone can miniaturize an electrocardiogram detector like an easy stethoscope, electrode wearing becomes simple. Consequently, a wave similar to the V lead of induction to a criterion is derived correctly and certainly (detection), and a desired wave diagnosis and a desired arrhythmia diagnosis are attained.

[0024] Furthermore, since [ a monitoring device / an electrode and a pair ] the electrocardiogram monitoring device of claims 5 and 6 is correlated with a center electrode and a circumference inter-electrode distance, and determines amplification degree and its modification and is exchangeable, according to the physiques, such as an adult, a child, and infants, an electrocardiogram signal is drawn correctly and certainly.

[0025] Moreover, since a center electrode, a circumference electrode, and a reference electrode hold an equal distance of less than several 10mm, and less than several 10mm regular intervals and are carrying out elastic displacement in the extension direction from the center electrode according to the individual, for example, respectively, the electrocardiogram monitoring device of claims 7 and 8 reduces the burden to the subject, passes through the horny layer of the skin and can reduce skin resistance. Consequently, electrode wearing on the skin becomes simple and that electrocardiogram signal is drawn correctly and certainly.

[0026] Moreover, since the electrocardiogram monitoring device of claim 9 equips the electrocardiogram detector with the wireless transmitting section which carries out wireless transmission of the electrocardiogram data, observation in the location distant like a telemeter method becomes easy, and its convenience of the measurement improves.

[0027]

[Embodiment of the Invention] Next, the gestalt of operation of the electrocardiogram monitoring device of this invention is explained to a detail with reference to a drawing. Drawing 1 is drawing showing the configuration of the electrocardiogram detector in the operation gestalt of the electrocardiogram monitoring device of this invention. Drawing 1 (a) is a plan and drawing 1 (b) is the sectional view showing an internal configuration. Moreover, drawing 1 (c) is a bottom view. In drawing 1 (a), the attachment substrate 4 for arranging each electrode one-wise and correctly so that this electrocardiogram detector 1 may explain below at a detail, as the cable 3 is connected to the sheathing object 2 and a detail is shown in the sheathing object 2 at drawing 1 (b) is formed.

[0028] It extends in the direction of an outside of the sheathing object 2 in each coil springs [ which are shown in this attachment substrate 4 at drawing 1 (b) and (c) / 5a, 5b, 5e, and 5f ] elasticity. And different electrode contact pin (center electrode) 6e which contacts the skin of a thorax with elasticity and is prepared in the core of the pars basilaris ossis occipitalis of the sheathing object 2, The indifferent electrode contact pins (circumference electrode) 6a, 6b, 6c, and 6d which divided an equal distance and an equal periphery at equal intervals from this different electrode contact pin 6e and which are arranged in each location, and reference electrode contact pin 6f arranged on the indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ] outside are prepared. In addition, reference electrode contact pin 6f, you may constitute so that more than one may be arranged. Moreover, it is not necessary to use the attachment substrate 4. That is, as long as it is the configuration which can arrange different electrode contact pin 6e, indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ], and reference electrode contact pin 6f in one with elasticity, what kind of structure is sufficient.

[0029] Drawing 2 is the block diagram showing the configuration of the electrocardiogram signal-processing section 21 to which the electrocardiogram detector 1 shown in drawing 1 is connected. In drawing 2, this electrocardiogram signal-processing section 21 is the same electric configuration as a well-known electrocardiogram meter, and has the differential amplifier 10. In case this differential amplifier 10 is equipped in the electrocardiogram monitoring device shown in subsequent drawing 4, it connects with different electrode contact pin 6e [ of the electrocardiogram detector 1 ], indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ], and reference electrode contact pin 6f through the connectors 16 and 20a prepared in the edge of the cable 3 of the electrocardiogram detector 1, and it is performing the differential amplifier of that potential.

[0030] Furthermore, it has the time constant circuit 12 where a reset signal is inputted, the gain electronic switch 13 which performs the gain change by the gain change signal from the outside, the low pass filter (LPF) 14 from which high regions, such as a noise, are removed, and A/D converter 15 which changes an analog electrocardiogram signal into digital electrocardiogram data using the capacitor etc.

[0031] Drawing 3 is the circuit diagram showing the connection configuration of the electrocardiogram detector 1 and the differential amplifier 10. Drawing 3 (a) is the circuit diagram showing the configuration which linked the electrocardiogram detector 1 and the differential amplifier 10 directly, and drawing 3 (b) is the circuit diagram showing the configuration which formed amplifier between the electrocardiogram detector 1 and the differential amplifier 10.

[0032] In drawing 3 (a), the indifferent electrode contact pins 6a-6d by which this electrocardiogram detector 1 has been arranged on different electrode contact pin 6e of a core and the outskirts of this are connected to plus (+) of the differential amplifier 10, and a minus (minus) input terminal, respectively, and reference electrode contact pin 6f is connected to the earth terminal of the differential amplifier 10.

[0033] In drawing 3 (b), operational amplifiers 8a, 8b, 8c, and 8d, and 1/4 attenuator (ATT) 8e carry out series connection of this electrocardiogram detector 1 between the indifferent electrode contact pins 6a-6d and the minus input terminal of the differential amplifier 10, and it is formed in it. Different electrode contact pin 6e of a core and reference electrode contact pin 6f are connected to the plus input terminal of the differential amplifier 10, and the earth terminal, respectively. In addition, operational amplifiers 8a-8d, and 1/4 attenuator 8e may not be prepared in the electrocardiogram detector 1, but may be arranged to the differential amplifier 10 in the electrocardiogram signal-processing section 21.

[0034] The signal magnification from the electrocardiogram detector 1 is correlatively determined as the central different electrode contact electrode be and indifferent electrodes [ which have been arranged on the outskirts / 6a-6d ] distance, and modification of it is enabled by the electrocardiogram detector and the pair supposing the electrocardiogram detector 1 with which distance differs existing. For example, in drawing 3 (b), the magnitude of attenuation of attenuator 8e is adjusted.

[0035] Drawing 4 is the block diagram showing the configuration of the electrocardiogram monitoring device using the electrocardiogram detector 1 shown in drawing 1. In drawing 4, the connector 16 prepared in the edge of the cable 3 connected to the wave monitoring device 17 and the electrocardiogram detector 1 for observing the electrocardiogram data memorized here during scheduled time is connected to this electrocardiogram monitoring device 19 at connector 20a.

[0036] Furthermore, it has the I/F circuit 23 where the digital electrocardiogram data from the electrocardiogram signal-processing section 21 are inputted into the electrocardiogram monitoring device 19, and D/A converter 24 which outputs the electrocardiogram data memorized with this equipment as an analog signal through the I/F circuit 23. furthermore, CPU25 which controls each part, ROM26 which memorizes a control program, RAM27 for working which memorizes processed data, and various kinds of time checks — the timer 28 for operating is formed. Moreover, it has connector 20b and cable 20c for the wave monitoring device 17 to incorporate the analog signal from D/A converter 24.

[0037] Moreover, in this electrocardiogram monitoring device 19, it has the LCDI/F circuit 29 which processes indicative datas, such as an electrocardiogram, the liquid crystal display (LCD) 30 which performs screen display, such as electrocardiogram data, and the key I/F circuit 31 which processes a change actuation signal. In addition, these each part is connected by the bus line. Furthermore, it has the charge cell E used as the key 32 which performs actuation about various kinds of actuation, the power supply section 33 which outputs a constant voltage (+5V, -5V, 0V), and the power source of this electrocardiogram monitoring device 19.

[0038] Moreover, the circuit where the AC signal which illustrates and is equivalent to electrode offset potential or electric impedance of the skin in an electrocardiogram detecting element

[ \*\*\*\* ] or the electrocardiogram signal-processing section 21 is detected, and the contact condition of an electrode acts as the monitor of whether it is fitness is prepared.

[0039] Next, actuation and the function of this operation gestalt are explained. First, the basic principle of the electrocardiogram detector 1 is explained. source daily bay SHON for which especially the electrocardiogram deriving method here is used in the electroencephalogram field — it is common knowledge as law. As shown in drawing 1 (c), when four indifferent electrode contact pins 6a-6d have been arranged in the location which divided an equal distance and an equal periphery at equal intervals from different electrode contact pin 6e, the electrical potential difference  $E_s$  (microvolt) of this detecting signal is expressed with a degree type (1) in approximation.

$$E_s = E_c - (E_1 + E_2 + E_3 + E_4) / 4 \quad (1)$$

$E_c$ : Potentials  $E_1$ - $E_4$  of different-electrode contact pin 6e: Each indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ] potential [0040] This detection signal level  $E_s$  is equivalent to a vertical signal component to a different electrode contact pin 6e and indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ] configuration side. For example, when the configuration of this example has been arranged with many electrodes at least to each fixed part of a head, the potential between the fixed reference electrode contact pins (6f) is calculated, and the head electrogram is obtained. This is applicable to the body surface electrogram of the electrocardiogram performed to a right leg side by arranging the reference electrode of zero potential.

[0041] In this case, it is called for that each indifferent electrode contact pins [ of different electrode contact pin 6e of a core and the circumference / 6a-6d ] distance  $L_1$  is fixed as shown in drawing 1 (c), and each spacing  $L_2$  which is the indifferent electrode contact pins 6a-6d is also correctly fixed. Moreover, it is called for that the size (touch area with the skin) of an electrode is also fixed. In proportion to the square of different electrode contact pin 6e and surrounding indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ] spacing (mm), this detection signal level  $E_s$  (microvolt) size-comes, and comes to a certain amount of spacing.

[0042] Therefore, in consideration of the noise level of the differential amplifier 10 in drawing 2 etc., different electrode contact pin 6e and surrounding indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ] spacing can be contracted now to several mm by setting up its signal / noise (S/N) ratio appropriately. That is, it becomes possible to miniaturize the electrocardiogram detector 1 extremely in diameter of about tenmm just like [ existing ] a stethoscope. Furthermore, since the effect of external noises, such as alternating current energization and myo-electric-signal mixing, decreases by contracting different electrode contact pin 6e and indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ] spacing, degradation of the S/N ratio of the electrocardiogram data signal which the differential amplifier 10 outputs can be prevented.

[0043] In this electrocardiogram detector 1, it becomes the V lead of a standard 12 induction electrocardiograph, and similar actuation. From the 4th interspace sternum \*\*\*\* of a thorax to the middle axillary line of the 5th interspace sternum \*\*\*\* of a thorax is guided by dividing into six, and the local phenomenon of the heart is regarded as a vertical signal component to the thorax in the V lead of this standard 12 induction electrocardiograph by each thorax part. Therefore, a similar wave is acquired when the electrocardiogram detector 1 detects this signal component. This completely differs from detecting a signal component with the conventional triangular electrode parallel to a thorax.

[0044] As shown in drawing 1 (b), in detection of such an electrocardiogram signal, to the attachment substrate 4 Different electrode contact pin 6e, Have prepared indifferent electrode contact pina [ 6 ]-6d and reference electrode contact pin 6f in one, and when the above mentioned conventional triangular electrode has been arranged, it compares. There is an advantage which a wave does not change and deform even if the electrocardiogram detector 1 becomes which sense at the time of measurement, the simple nature of use and a wave are equalized, and a measurement error is reduced.

[0045] moreover, this electrocardiogram detector 1 — setting — an electrocardiogram signal parallel to a thorax — a thorax — a vertical signal, simultaneously the case where he wants to obtain and to catch three shafts of X, Y, and Z — subsequent drawing 8 — with, it can consider

as two elements or three elements, and can derive so that it may explain. Consequently, the partial phenomenon of the heart can be more widely caught now.

[0046] Since the detecting signal from the electrocardiogram detector 1 is dependent on the distance of a center electrode and circumference \*\*\*\*, when dissociating with an electrocardiogram monitor and dealing with this electrocardiogram detector 1, in consideration of the case where two or more sorts have the electrocardiogram detector 1 according to an application, it is necessary to consider sensitivity settling correlated with an electrode and its differential amplifier, or the inter-electrode distance by the other approaches as the configuration performed by this electrocardiogram detector 1 and pair. In this case, both an electrode and the differential amplifier are built in in the electrocardiogram detector 1. This is also the same as when correcting the difference in inter-electrode distance equivalent.

[0047] Drawing 5 is the sectional view showing the busy condition of the electrocardiogram detector 1. The electrocardiogram detector 1 is pushed against the skin M of a thorax in drawing 5. In this case, different electrode contact pin 6e, indifferent electrode contact pina [ 6 ]-6d, and reference electrode contact pin 6f presses Skin M moderately with each coil springs [ 5a-5f ] elasticity, and detects an electrocardiogram signal.

[0048] Moreover, the electrode tip is made sharp to extent which a horny layer can destroy different electrode contact pin 6e, indifferent electrode contact pina [ 6 ]-6d, and reference electrode contact pin 6f, using nickel silver material. For example, it becomes depressed in the shape of a cone, and the circumference is formed keenly or it forms in the configuration which makes a core sharp. Therefore, spreading on the skins, such as a needed conductive paste, becomes unnecessary conventionally, and the simple nature of use improves.

[0049] Moreover, different electrode contact pin 6e, indifferent electrode contact pina [ 6 ]-6d, and reference electrode contact pin 6f, in order to make it not give a pain to the subject, the skin is moderately pressed with each coil springs [ 5a-5f ] elasticity. Therefore, the electrocardiogram detector 1 is miniaturized by a diameter 20 thru/or about 30mm just like [ existing ] a stethoscope, and at the time of the measurement, since at least each part of a thorax is contacted like a stethoscope and an electrocardiogram signal can be detected immediately, simple measurement is attained.

[0050] In this case, in an arrhythmia diagnosis, since detection in long duration and the same part will be performed comparatively, if a projection is prepared in the contact pin side of the sheathing object 2 and this projection is fixed with a skin fixed pad with adhesion material, it will become unnecessary to hold the electrocardiogram detector 1 by hand over long duration to a thorax, and that convenience will improve.

[0051] Hereafter, actuation of the electrocardiogram monitoring device 19 using this electrocardiogram detector 1 is explained. Different electrode contact pin 6e in the electrocardiogram detector 1 shown in drawing 3 (a) and indifferent electrode contact pins [ 6a-6d ] potential is inputted into the differential amplifier 10 on the basis of reference electrode contact pin 6f potential. Moreover, as shown in drawing 3 (b), the potential amplified with operational amplifiers 8a-8d is inputted into the differential amplifier 10.

[0052] With this configuration, the indifferent electrode contact pins 6a-6d were short-circuited altogether, and potential is inputted into the minus input terminal of the differential amplifier 10. under the present circumstances, the indifferent electrode contact pins 6a-6d — respectively — — \*\* — although generating of the waveform error by the difference in the contact impedance between the skins can be considered — practical detection — especially — a problem — it has become clear that a waveform error is not generated. Moreover, the differential amplifier 10 determines amplification degree in consideration of the gap and internal noise for different electrode contact pin 6e, and indifferent electrode contact pin 6a-6d.

[0053] As for the electrocardiogram data signal which this differential amplifier 10 outputs, the same signal processing as an idiomatic electrocardiogram meter is performed by the electrocardiogram monitoring device 19. That is, through the time constant circuit 12, the gain electronic switch 13, LPF14, and 12-bit A/D converter 15, it changes into a digital signal in 500 samplings / second, and CPU25 incorporates through the I/F circuit 23 further. CPU25 controls

by the control program read from ROM26, and performs processing corresponding to actuation by the key 32 incorporated through the key I/F circuit 31. For example, the screen display of electrocardiogram data is performed by LCD30 through the LCDI/F circuit 29. Moreover, electrocardiogram data are memorized to RAM27.

[0054] Furthermore, in the electrocardiogram monitoring device 19, a heart rate is computed by detecting an electrocardiogram QRS wave and calculating by CPU25, and LCD30 performs a screen display. Moreover, the potential display of ST following a QRS wave is performed. In this case, it contrasts according to the time of day which measured the memorized electrocardiogram data. things are also possible and effective on a diagnosis to the case which boils myocardial infarction etc. every moment and changes.

[0055] Then, the electrocardiogram data memorized to RAM27 which is the 64-K byte memory space which connects the wave monitoring device 17 to connector 20b by cable 20c, for example, memorizes the electrocardiogram data for 30 seconds are read, and a screen display etc. is performed.

[0056] Drawing 6 is the bottom view showing the modification of the electrocardiogram detector 1. The distance L3 of drawing 6 (a) from this different electrode contact pin 40 is equal, and it has formed three indifferent electrode contact pins 41a, 41b, and 41c of regular-intervals L4 around the central different electrode contact pin 40. Furthermore, the reference electrode contact pin 42 is arranged on the outside of these indifferent electrode contact pins 41a-41c.

[0057] Moreover, drawing 6 (b) arranges the indifferent electrode contact pin 51 of the shape of a ring surrounded in the equal distance L5 from this different electrode contact pin 50 around the different electrode contact pin 50. Furthermore, the reference electrode contact pin 52 is arranged on the outside of the indifferent electrode contact pin 51. Thus, various kinds of deformation is possible for a different electrode contact pin and an indifferent electrode contact pin. In addition, as drawing 1 was had and explained to any contact pin, the acute-angle section is formed.

[0058] Drawing 7 is the bottom view showing other modifications of the electrocardiogram detector 1. In drawing 7, from different electrode contact pin (center electrode) 6e, this electrocardiogram detector 1 is different each location of the indifferent electrode contact pins (circumference electrode) 6a-6d, and 6i and 6j, and arranges [ a location ] (L1, L3). In this case, as shown in drawing 3 (b), it calculates by correcting equivalent with an operational amplifier and an attenuator (ATT).

[0059] Drawing 8 is the circuit diagram showing other examples of a connection configuration of an electrocardiogram detector and the differential amplifier. In drawing 8, this example detects the electrocardiogram signal of two directions to coincidence, and has prepared differential-amplifier 10a in the configuration shown in drawing 3 (b). In this case, the signal of the direction of a vector of perimeter electrode contact pin 6c is detected through differential-amplifier 10a from perimeter electrode contact pin 6d. Furthermore, by taking out the signal of perimeter electrode contact pin 6a from different electrode contact pin 6d through the differential amplifier which is not illustrated, the information on x, y, and the direction of z can be acquired, and the partial phenomenon of the heart can catch now more widely.

[0060] In addition, since the electrocardiogram detector 1 can be miniaturized, the wireless transmitting section which uses a small lithium cell etc. as a power source is prepared in the electrocardiogram detector 1, and the use as the so-called telemeter method is also possible.

[0061]

[Effect of the Invention] Since according to the electrocardiogram monitoring device according to claim 1 to 4 the center electrode, the circumference electrode, and the reference electrode were prepared in the electrocardiogram detector in one and the electrocardiogram data signal has been acquired from the potential of this electrode through the differential amplifier so that clearly from the above explanation, a wave is detected by homogeneity, without a wave not changing and deforming at the time of measurement. Consequently, an electrocardiogram detector is miniaturized like an easy stethoscope in that cellular phone, and electrode wearing becomes simple. Therefore, an electrocardiogram is drawn correctly and certainly and a desired

wave diagnosis and a desired arrhythmia diagnosis are attained.

[0062] Furthermore, since the electrocardiogram monitoring device of claims 5 and 6 was correlated with a center electrode and a circumference inter-electrode distance, and determined amplification degree and has changed it by the electrode and the pair, an electrocardiogram signal can derive it correctly and certainly.

[0063] Moreover, according to the electrocardiogram monitoring device of claims 7 and 8, since a center electrode, a circumference electrode, and a reference electrode carry out elastic displacement, electrode wearing on the skin becomes simple and the electrocardiogram can derive correctly and certainly.

[0064] Moreover, since the electrocardiogram detector is equipped with the wireless transmitting section which carries out wireless transmission of the electrocardiogram data according to the electrocardiogram monitoring device of claim 9, observation in the location distant like a telemeter method becomes easy, and the convenience of the measurement comes to improve.

---

[Translation done.]

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number :

09-215667

(43)Date of publication of application : 19.08.1997

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402

A61B 5/0452

(21)Application number : 08-024111

(71)Applicant : NIPPON KODEN CORP

(22)Date of filing : 09.02.1996

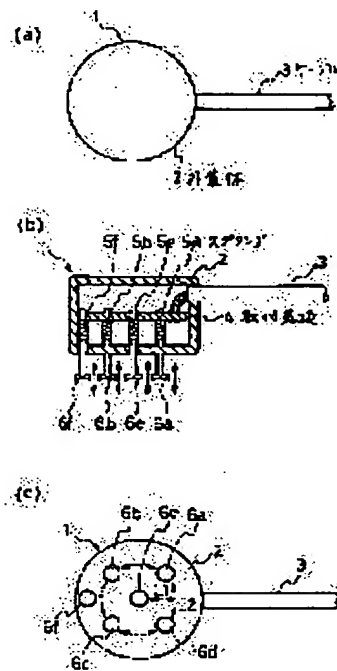
(72)Inventor : HARASAWA EIJI

## (54) ELECTROCARDIOGRAM MONITORING APPARATUS

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To accomplish a diagnosing of waveforms and arrhythmia as desired by a method wherein an electrocardiogram detector is miniaturized into the form of an easy-to-carry stethoscope to allow handy mounting of an electrode while an electrocardiogram signal is led out accurately and securely.

**SOLUTION:** A mounting substrate 4 in an armor body 2 is provided integrally with an associated electrode contact pin 6e extending outward by the elasticity of individual coil springs 5a, 5b, 5e, 5f or the like to come into elastic contact with the skin of a breast, non-associated electrode contact pins 6a-6d arranged at equal intervals from the associated electrode contact pin 6e and at positions of the circumference as divided at equal intervals and a reference electrode contact pin 6f. The tips of the electrodes are sharpened so much as to break a keratin layer. To protect a subject from pains, the skin is moderately pressed by the elasticity of the individual coil springs 5a, 5b, 5e and 5f. With such an arrangement, the apparatus is miniaturized down to the size of the existing stethoscope and waveform is kept from changing or deforming regardless of direction during the measurement thereby achieving a handiness of use, an uniformization of the waveform and a lowering of measuring errors.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

28.08.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

3496131

[Date of registration]

28.11.2003

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

3/3

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-215667

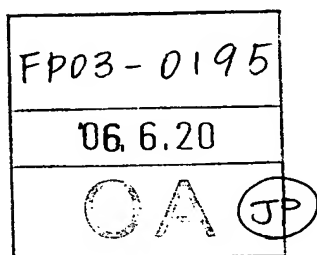
(43) 公開日 平成9年(1997)8月19日

|                            |      |        |              |         |
|----------------------------|------|--------|--------------|---------|
| (51) Int. Cl. <sup>8</sup> | 識別記号 | 庁内整理番号 | F I          | 技術表示箇所  |
| A 6 1 B 5/0402             |      |        | A 6 1 B 5/04 | 3 1 0 M |
| 5/0452                     |      |        |              | 3 1 2 A |

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平8-24111

(22) 出願日 平成8年(1996)2月9日



(71) 出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72) 発明者 原澤 榮志

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本  
光電工業株式会社内

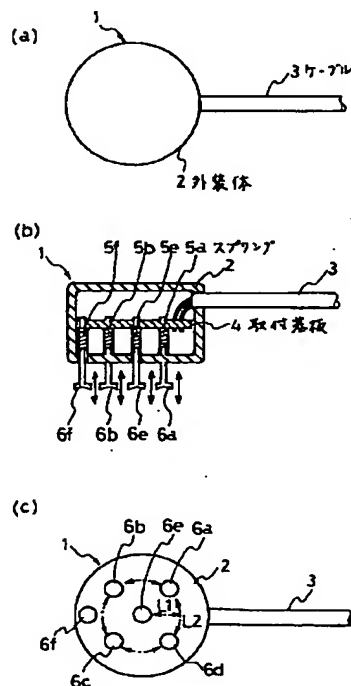
(74) 代理人 弁理士 本田 崇

(54) 【発明の名称】 心電図モニタ装置

(57) 【要約】

【課題】 心電図検出器を携帯が容易な聴診器のように小型化し、電極装着を簡便にして、正確かつ確実に心電図信号を導出し、所望の波形診断及び不整脈診断を可能にする。

【解決手段】 外装体2内の取付基板4に、コイルスプリング5a~5fのそれぞれの弾性で外側方向に延在し、弾性をもって胸部の皮膚に接触する関電極接触ピン6eと、この関電極接触ピン6eから等しい距離かつ円周を等間隔で分割した位置に不関電極接触ピン6a~6dと、この外側に基準電極接触ピン6fを一体的に設けている。各電極先端を角質層が破壊できる程度に鋭くし、被検者に痛みを与えないようにするため、コイルスプリング5a~5fのそれぞれの弾性で皮膚を適度に押圧する。この構成によって既存の聴診器なみに小型化され、測定時にいずれの向きになっても波形が変化及び変形なくなり、使用の簡便性と波形が均一化され、測定誤差が低減される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 心電図検出器が検出した心電図を観測する心電図モニタ装置において、前記心電図検出器に、中心電極と、この中心電極を中心とする1平面の円周上に等間隔で配置される少なくとも三つの周辺電極と、この周辺電極の外側に配置された基準電極とを前記1平面に対し直交する同一方向に延在して設けたことを特徴とする心電図モニタ装置。

【請求項2】 前記心電図検出器における、少なくとも三つの周辺電極に代えて、中心電極から等しい距離の円周上に配置される一つのリング状の周辺電極を用いることを特徴とする請求項1記載の心電図モニタ装置。

【請求項3】 前記心電図検出器における中心電極が差動増幅器のプラス入力端子に接続され、かつ、周辺電極がマイナス入力端子と接続されると共に、基準電極が接地端子に接続されて差動増幅した心電図データ信号を出力することを特徴とする請求項1記載の心電図モニタ装置。

【請求項4】 前記心電図検出器における中心電極が差動増幅器のプラス入力端子に接続され、かつ、マイナス入力端子と周辺電極との間に増幅器と減衰器とが直列接続されると共に、基準電極が接地端子に接続されて差動増幅した心電図データ信号を出力することを特徴とする請求項1記載の心電図モニタ装置。

【請求項5】 前記心電図検出器における中心電極と周辺電極との差動増幅器において、出力端子の組み合わせによって複数チャネルを形成することを特徴とする請求項3又は4記載の心電図モニタ装置。

【請求項6】 前記心電図検出器の中心電極と周辺電極間の距離に相関して増幅度を決定し、かつ、電極と一対で変更することを特徴とする請求項3又は4記載の心電図モニタ装置。

【請求項7】 前記心電図検出器における中心電極、周辺電極及び基準電極が、それぞれ個別に中心電極から等しい距離かつ等間隔を保持して延在方向に弾性変位するための弾性部材を備えることを特徴とする請求項1記載の心電図モニタ装置。

【請求項8】 前記心電図検出器における中心電極、周辺電極及び基準電極に皮膚との接触を容易にするための鋭角部を有することを特徴とする請求項1記載の心電図モニタ装置。

【請求項9】 前記心電図検出器に、心電図データを無線送信する無線送信部が設けられることを特徴とする請求項1記載の心電図モニタ装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は脳波測定手法を応用し、聴診器のように小型化した心電図検出器で心電図を導出して観測し、また波形診断及び不整脈診断を行う心電図モニタ装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 従来、心電図は臨床医療にとって、胸部X線写真のように心臓疾患、特に虚血性疾患や不整脈などの診断及び、その治療に重要な情報源となっている。このような心電計は標準12誘導心電計が一般的である。この標準12誘導心電計は、左右手、左右足と胸部の6カ所の部位に電極を装着して、心電図を導出するものであり、心臓の状態をX、Y、Z軸の方向からの観察と共に、局所的に詳細に観察している。この観察では、心臓のいずれかで起きた電位変化が、体表の測定位置の差によって異なる波形として現われる。

【0003】 このように心電図波形では、心電図波形の振幅で判断する心肥大関係、主に心電図波形の時間的振幅で判断する伝導障害や、心電図波形の一部（Q波）の変形出現による心筋梗塞又は心電図波形の一部（ST部）の電位レベルの変化による虚血性心疾患などの波形に着目して診断しているが、心電図では他に、リズム（脈拍）の調子に着目する不整脈診断等も行われる。

【0004】 このリズム診断では心電図を観測する部位（誘導）全てを用いる必要はない。すなわち、X、Y、Z軸に相当する、いずれかの誘導を用いて行えば良く、リズムが早い、遅い、途切れる、みだれる等の波形の詳細な判断よりもリズム全体の調子が重要になる。これは虚血性心疾患などの波形診断が、いずれの部位（誘導）で波形がどのような形状を示すか、わずかな波形変化があるかなどと判断するのとは大きく異なるためである。

【0005】 また、心電計には、いくつかの種類があり、その状況に適したものが選択されて使用される。心臓疾患は突然に起こる急性の恐れがあるため、心電計での検査、観測は病院内での限られた時間内だけでなく、必要なとき、あらゆる場所で可能であることが望まれる緊急的対処と、すでに自覚症状などで心臓に何らかの異常があることが判明している場合に、詳細な疾患状態を知りたいとする検証的対処がある。病院内では通常、標準12誘導心電計が多用されている。また、より詳細に計測した場合には体表面電位図計が用いられ、簡便に使用する際には、携帯型心電装置などが用いられている。

【0006】 この体表面電位図計は身体（胸部）表面に100個近い電極を等間隔で装着して、それぞれの電極電位を検出して画像（図形）表示を行うものである。また、携帯型心電装置は、簡便にあらゆる場所で心電図観測を可能にするため、胸部にプラス、マイナス及び基準電極を三角形にして一つの電極板として体表に接触させて心電図を導出している。

【0007】 この場合、実際の心電図の検査では電極が的確に体表面に装着されることが重要であるが、主に皮膚表面の角質層の影響で安定した心電図の導出することは簡単ではない。例えば、角質層で導電性が悪化した場合にはインピーダンスが数100kΩ以上になり、安定した心電図導出が困難になる。このため、電極装着前に

導電性ゼリー剤を皮膚表面に塗布したり、生理食塩水を皮膚にしみ込ませている。また、紙ヤスリで皮膚表面の角質層をはく離する処理を行って、心電図の検査を行なう場合もある。この処理は手間がかかり、迅速かつ簡便な検査の障害となっている。したがって要求される簡便さは、その電極の数を減らし、かつ、小型を図るのみでは、解決できないことになる。

【0008】一方、詳細な心電図データを得るためには100個近い電極を体表に装着して、その体表面電位を測定しているが、心電図発生源の心臓から体表までは良導体に囲まれているため、電氣的拡散が生じることになり、体表での電位計測は電極数を多くしても、その数に比例して検出分解能は向上しない。

【0009】このため検出分解能の向上を図る改善が行われている。これらの改善は、いわゆる、脳波分野でのソースデリベーション法と基本的には同一の考えである。なお、これらの方法は、現状では数多い電極を装着しなければならず、この検査の困難さに見合う程の検査データが得られないため、十分には普及していない。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】上記従来例にあって、胸部にプラス、マイナス及び基準電極を三角形に形成した電極板を体表に接触させて心電図信号を導出し、その心電図信号を携帯型心電装置で観測する場合、胸部に平行する面側に心臓ベクトルから投影される相当電位を差動増幅器で増幅して検出している。このため電極板の向き、すなわち、プラス、マイナスで示される電極の向きによって心電図波計形が変化し、さらに、電極間が狭くなると信号レベルが小さくなり、信号／雑音（S/N）比が劣化して、波形の認識が困難になる。

【0011】これは携帯型心電装置が虚血性心疾患のような波形診断には不向きであり、不整脈の観測にのみに使用できることを示している。また、三角電極板の小型化も限度がある。すなわち、聴診器のように携帯が容易なように小型化できず、電極板向きを一定に設定しなければならない、その煩わしさがあり、正確かつ確実に心電図を検出できない欠点がある。

【0012】したがって、従来の携帯型心電装置は、あらゆる場所で、あらゆるときに使用したいと云う要求に対して、心筋梗塞や虚血性疾患のような、いつ、どこで突然起きるか判明しない疾患に対し、波形診断がむずかしく、直ちに適切な対応出来ないという重大な欠点がある。

【0013】本発明は、このような従来の技術における課題を解決するものであり、既知の脳波測定手法を応用し、心電図測定を、その携帯が容易な聴診器のように小型化すると共に、電極装着が簡便になって、正確かつ確実に心電図信号が導出でき、所望の波形診断及び不整脈診断が可能になる心電図モニタ装置を提供する。

【0014】

【課題を解決するための手段】上記課題を達成するために、請求項1記載の発明は、心電図検出器が検出した心電図を観測する心電図モニタ装置において、心電図検出器に、中心電極と、この中心電極を中心とする1平面の円周上に等間隔で配置される少なくとも三つの周辺電極と、この周辺電極の外側に配置された基準電極とを1平面に対し直交する同一方向に延在して設けたものである。

【0015】請求項2記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器における、少なくとも三つの周辺電極に代えて、中心電極から等しい距離の円周上に配置される一つのリング状の周辺電極を用いるものである。

【0016】請求項3記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器における中心電極が差動増幅器のプラス入力端子に接続され、かつ、周辺電極がマイナス入力端子と接続されると共に、基準電極が接地端子に接続されて差動増幅した心電図データ信号を出力するものである。

【0017】請求項4記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器における中心電極が差動増幅器のプラス入力端子に接続され、かつ、マイナス入力端子と周辺電極との間に増幅器と減衰器とが直列接続されると共に、基準電極が接地端子に接続されて差動増幅した心電図データ信号を出力するものである。

【0018】請求項5記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器における中心電極と周辺電極との差動増幅器において、出力端子の組み合わせによって複数チャンネルを形成するものである。

【0019】請求項6記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器の中心電極と周辺電極間の距離に相関して増幅度を決定し、かつ、電極と一対で変更、交換可能とするものである。

【0020】請求項7記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器における中心電極、周辺電極及び基準電極が、それぞれ個別に中心電極から等しい距離かつ等間隔を保持して延在方向に弾性変位するための弾性部材を備えるものである。

【0021】請求項8記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器における中心電極、周辺電極及び基準電極に皮膚との接触を容易にするための鋭角部を有するものである。

【0022】請求項9記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器に、心電図データを無線送信する無線送信部を備えるものである。

【0023】この構成の請求項1、2、3、4記載の心電図モニタ装置は、心電図検出器の中心電極の周囲に、等しい距離かつ等間隔で少なくとも三つの周辺電極、又は一つのリング状の周辺電極、及び、基準電極を一体的に設け、この電極の電位から差動増幅器を通じて体表に対して鉛直方向の心電図データ信号を得ている。したがって、心電図検出器の電極間距離を極めて短くできると

供に、測定時に心電図検出器の向きが体表上のいずれの向きになっても波形が変化及び変形なくなり、使用の簡便性と波形が均一化され、測定誤差が低減される。これによって、心電図検出器を、その携帯が容易な聴診器のように小型化できると共に、電極装着が簡便になる。この結果、標準に誘導の胸部誘導に類似した波形が正確かつ確実に導出（検出）され、所望の波形診断及び不整脈診断が可能になる。

【0024】さらに、請求項5、6の心電図モニタ装置は、中心電極と周辺電極間の距離に相関して増幅度を決定し、かつ、電極と一対で変更、交換可能としているので、成人、小児、乳幼児など体格に合わせて心電図信号が正確かつ確実に導出される。

【0025】また、請求項7、8の心電図モニタ装置は、中心電極、周辺電極及び基準電極が、それぞれ個別に中心電極から、例えば、数10mm以内の等しい距離かつ数10mm以内の等間隔を保持して延在方向に弾性変位しているため、被検者への負担を低減し、皮膚の角質層を通過して皮膚抵抗を低減できる。この結果、皮膚への電極装着が簡便になり、その心電図信号が正確かつ

【0026】また、請求項9の心電図モニタ装置は、心電図検出器に心電図データを無線送信する無線送信部を備えているため、テレメータ方式のように離れた場所での観測が容易になり、その測定の利便性が向上する。

【0027】

【発明の実施の形態】次に、本発明の心電図モニタ装置の実施の形態を図面を参照して詳細に説明する。図1は本発明の心電図モニタ装置の実施形態における心電図検出器の構成を示す図である。図1(a)は上面図であり、図1(b)は内部の構成を示す断面図である。また、図1(c)は底面図である。図1(a)において、この心電図検出器1は、外装体2にケーブル3が接続されており、外装体2内には、図1(b)に詳細を示すように、以下に詳細に説明するように各電極を一体的かつ正確に配置するための取付基板4が設けられている。

【0028】この取付基板4には図1(b)(c)に示す例えばコイルスプリング5a、5b、5e、5fのそれぞれの弾性で外装体2の外側方向に延在し、かつ、弾性をもって胸部の皮膚に接触し、外装体2の底部の中心部に設けられる関電極接触ピン（中心電極）6eと、この関電極接触ピン6eから等しい距離かつ円周を等間隔で分割した、それぞれの位置に配置される不関電極接触ピン（周辺電極）6a、6b、6c、6dと、不関電極接触ピン6a～6dの外側に配置された基準電極接触ピン6fとが設けられている。なお、基準電極接触ピン6fは複数配置するように構成しても良い。また、取付基板4を用いなくとも良い。すなわち、関電極接触ピン6e、不関電極接触ピン6a～6d及び基準電極接触ピン6fを弾性をもって一体的に配置できる構成であれば、

どの様な構造でも良い。

【0029】図2は、図1に示す心電図検出器1が接続される心電図信号処理部21の構成を示すブロック図である。図2において、この心電図信号処理部21は周知の心電図計と同様の電氣的構成であり、差動増幅器10を有している。この差動増幅器10は、以降の図4に示す心電図モニタ装置内に装備される際に、心電図検出器1のケーブル3の端部に設けられたコネクタ16、20aを通じて心電図検出器1の関電極接触ピン6e、不関電極接触ピン6a～6d及び基準電極接触ピン6fと接続され、その電位の差動増幅を行っている。

【0030】さらに、コンデンサなどを用い、リセット信号が入力される時定数回路12と、外部からのゲイン切替信号で、そのゲイン切り替えを行うゲイン切替回路13と、ノイズなどの高域を除去するローパスフィルタ（LPF）14と、アナログ心電図信号をデジタル心電図データに変換するA/D変換器15とを有している。

【0031】図3は心電図検出器1と差動増幅器10との接続構成を示す回路図である。図3(a)は心電図検出器1と差動増幅器10とを直結した構成を示す回路図であり、図3(b)は心電図検出器1と差動増幅器10との間に増幅器を設けた構成を示す回路図である。

【0032】図3(a)において、この心電図検出器1は中心の関電極接触ピン6e及び、この周辺に配置された不関電極接触ピン6a～6dが差動増幅器10のプラス（+）、マイナス（マイナス）入力端子にそれぞれ接続され、かつ、基準電極接触ピン6fが差動増幅器10の接地端子に接続されている。

【0033】図3(b)において、この心電図検出器1は、不関電極接触ピン6a～6dと差動増幅器10のマイナス入力端子との間にオペアンプ8a、8b、8c、8d、及び、1/4減衰器（ATT）8eが直列接続して設けられている。中心の関電極接触ピン6e及び基準電極接触ピン6fがそれぞれ差動増幅器10のプラス入力端子、接地端子に接続されている。なお、オペアンプ8a～8d、及び、1/4減衰器8eは、心電図検出器1内に設けず、心電図信号処理部21における差動増幅器10に配置しても良い。

【0034】心電図検出器1からの信号増幅は中心の関電極接触電極6eと周辺に配置された不関電極6a～6dの距離に相関して決定され、距離の異なる心電図検出器1が存在し得ることを想定して心電図検出器と一対で変更可能としている。例えば図3(b)では減衰器8eの減衰量を調整する。

【0035】図4は、図1に示した心電図検出器1を用いる心電図モニタ装置の構成を示すブロック図である。図4において、この心電図モニタ装置19には、定時間又は、ここで記憶した心電図データを観測するための波形モニタ装置17と、心電図検出器1に接続されるケーブル3の端部に設けられたコネクタ16がコネクタ20

aに接続される。

【0036】さらに、心電図モニタ装置19には、心電図信号処理部21からのデジタル心電図データが入力されるI/F回路23、及び、この装置で記憶している心電図データをI/F回路23を通じてアナログ信号として出力するD/A変換器24を有している。さらに、各部の制御を行うCPU25と、制御プログラムを記憶するROM26と、処理データを記憶するワーキング用のRAM27と、各種の計時動作を行うためのタイマー28とが設けられている。また、波形モニタ装置17がD/A変換器24からのアナログ信号を取り込むためのコネクタ20bとケーブル20cとを有している。

【0037】また、この心電図モニタ装置19には、心電図などの表示データを処理するLCDI/F回路29と、心電図データなどの画面表示を行う液晶ディスプレイ(LCD)30と、切り替え操作信号を処理するキーI/F回路31とを有している。なお、これらの各部が

$$E_s = E_c - (E_1 + E_2 + E_3 + E_4) / 4 \quad \dots (1)$$

$E_c$  : 関電極接触ピン6eの電位

$E_1 \sim E_4$  : 不関電極接触ピン6a~6dのそれぞれの電位

【0040】この検出信号電圧 $E_s$ は関電極接触ピン6e、不関電極接触ピン6a~6dの構成面に対し、垂直方向の信号成分に相当する。例えば、この例の構成を頭部のそれぞれの固定部位に多数の電極をもって配置した場合、固定した基準電極接触ピン(6f)との間の電位を演算して頭電位図が得られる。これは右足側にゼロ電位の基準電極を配置して行う心電図の体表面電位図に適用できるものである。

【0041】この場合、図1(c)に示すように中心の関電極接触ピン6eと周辺の不関電極接触ピン6a~6dのそれぞれの距離 $L_1$ が一定であり、また、不関電極接触ピン6a~6dのそれぞれの間隔 $L_2$ も正確に一定であることが求められる。また、電極のサイズ(皮膚との接触面積)も一定であることが求められる。この検出信号電圧 $E_s$ ( $\mu V$ )は、ある程度の間隔までは関電極接触ピン6eと周辺の不関電極接触ピン6a~6dとの間隔(mm)の二乗に比例して大きくなる。

【0042】したがって、図2中の差動増幅器10などのノイズレベルを考慮し、その信号/雑音(S/N)比を適切に設定することによって、関電極接触ピン6eと周辺の不関電極接触ピン6a~6dとの間隔を数mmまで縮めることが出来るようになる。すなわち、心電図検出器1を既存の聴診器なみに、例えば、直径10数mmに、極めて小型化することが可能になる。さらに、関電極接触ピン6eと不関電極接触ピン6a~6dとの間隔を縮めることによって、交流通電、筋電混入等の外来雑音の影響が少なくなるため、差動増幅器10が出力する心電図データ信号のS/N比の劣化を阻止できるようになる。

バスラインで接続されている。さらに、各種の動作に関する操作を行うキー32と、定電圧(+5V、-5V、0V)を出力する電源部33と、この心電図モニタ装置19の電源となる充電電池Eとを有している。

【0038】また、図示していない心電図検出部又は心電図信号処理部21で電極オフセット電位や皮膚インピーダンスに相当する交流信号を検出して電極の接触状態が良好か否かをモニターする回路が設けられている。

【0039】次に、この実施形態の動作及び機能について説明する。まず、心電図検出器1の基本原理解について説明する。ここでの心電図導出法は、特に脳波分野で利用されているソースデリベーション法として周知である。図1(c)に示すように関電極接触ピン6eから等しい距離かつ円周を等間隔で分割した位置に四つの不関電極接触ピン6a~6dを配置した場合、この検出信号の電圧 $E_s$ ( $\mu V$ )が近似的に次式(1)で表される。

【0043】この心電図検出器1では、標準12誘導心電計の胸部誘導と類似した動作となる。この標準12誘導心電計の胸部誘導では、胸部第4肋間胸骨右像から胸部第5肋間胸骨左像の中腋窩線までを六つに分けて誘導しており、心臓の局部現象をそれぞれの胸部部位で胸部に対して垂直方向の信号成分として捉えている。したがって、この信号成分を心電図検出器1で検出した場合、類似した波形が得られる。これは、従来の三角電極が胸部に平行な信号成分を検出するのとは全く異なる。

【0044】このような心電図信号の検出では、図1(b)に示すように取付基板4に関電極接触ピン6e、不関電極接触ピン6a~6d及び基準電極接触ピン6fを一体的に設けており、前記した従来の三角電極を配置した場合に比較して、心電図検出器1が測定時にいずれの向きになっても波形が変化及び変形しない利点があり、使用の簡便性と波形が均一化され、測定誤差が低減される。

【0045】また、この心電図検出器1において、胸部に平行な心電図信号を、胸部に鉛直信号と同時に得て、X、Y、Zの三軸をとらえたい場合、以降の図8を以て説明するように2素子又は3素子として導出が可能である。この結果、心臓の局所現象を、より広く捉えることが出来るようになる。

【0046】心電図検出器1からの検出信号が中心電極と周辺電極との距離に依存することから、この心電図検出器1を心電図モニタと分離して取り扱う場合、又は、心電図検出器1が用途に応じて複数種がある場合を考慮して、電極及び、その差動増幅器又は、その他の方法による電極間距離に相関する感度調整を、この心電図検出器1と一対で行う構成とする必要がある。この場合、例えば、心電図検出器1内に電極と差動増幅器の両方を内蔵する。これは、電極間距離の差異を等価的に修正する

場合も同様である。

【0047】図5は心電図検出器1の使用状態を示す断面図である。図5において、心電図検出器1を、胸部の皮膚Mに押しつける。この場合、関電極接触ピン6e、不関電極接触ピン6a~6d及び基準電極接触ピン6fが、コイルスプリング5a~5fのそれぞれの弾性で皮膚Mを適度に押圧して心電図信号を検出する。

【0048】また、関電極接触ピン6e、不関電極接触ピン6a~6d及び基準電極接触ピン6fは、洋白材を用い、かつ、電極先端を角質層が破壊できる程度に鋭くしている。例えば、円錐状に窪み、その周辺を鋭く形成したり、中心部を鋭くする形状に形成している。したがって、従来、必要としていた導電性ペーストなどの皮膚への塗布が不要になり、使用の簡便性が向上する。

【0049】また、関電極接触ピン6e、不関電極接触ピン6a~6d及び基準電極接触ピン6fは被検者に痛みを与えないようにするため、コイルスプリング5a~5fのそれぞれの弾性で皮膚を適度に押圧している。したがって、心電図検出器1は、既存の聴診器なみに直径20ないし30mm程度に小型化され、その測定時は胸部の各部位に聴診器と同様に当接して、直ちに心電図信号を検出できるため、簡便な測定が可能になる。

【0050】この場合、不整脈診断では比較的長時間、同一部位での検出を行うことになるため、外装体2の接触ピン側に突起を設け、かつ、この突起を粘着材付皮膚固定パッドで固定するようにすると、胸部へ長時間にわたって心電図検出器1を手で保持する必要がなくなり、その利便性が向上する。

【0051】以下、この心電図検出器1を用いた心電図モニタ装置19の動作について説明する。図3(a)に示す心電図検出器1における関電極接触ピン6e及び不関電極接触ピン6a~6dの電位が差動増幅器10に基準電極接触ピン6fの電位を基準として入力される。また、図3(b)に示すように、オペアンプ8a~8dで増幅した電位が差動増幅器10に入力される。

【0052】この構成では不関電極接触ピン6a~6dを全て短絡して差動増幅器10のマイナス入力端子に電位を入力している。この際、不関電極接触ピン6a~6dのそれぞれと皮膚との間の接触インピーダンスの違いによる波形誤差の発生が考えられるが、実際の検出では、特に問題なる波形誤差は発生しないことが判明している。また、差動増幅器10は、関電極接触ピン6e及び不関電極接触ピン6a~6d間の間隙と内部雑音とを考慮して増幅度を決定する。

【0053】この差動増幅器10が出力する心電図データ信号は、心電図モニタ装置19によって慣用的な心電図計と同様の信号処理が行われる。すなわち、時定数回路12、ゲイン切替回路13、LPF14及び12ビットのA/D変換器15を通じて、例えば、500サンプリング/秒でデジタル信号に変換し、さらに、1/F回

路23を通じてCPU25が取り込む。CPU25はROM26から読みだした制御プログラムで制御を行い、キーI/F回路31を通じて取り込んだキー32での操作に対応した処理を行う。例えば、LCDI/F回路29を通じてLCD30で心電図データの画面表示を行う。また、RAM27に心電図データを記憶する。

【0054】さらに、心電図モニタ装置19では心電図QRS波を検出し、CPU25で演算して心拍数を算出してLCD30で画面表示を行う。また、QRS波に続くSTの電位表示を行う。この場合、記憶した心電図データを測定した時刻別に対比する。ことも可能で心筋梗塞など時々刻々に変化する症例に対しては診断上有効である。

【0055】この後、波形モニタ装置17をケーブル20cでコネクタ20bに接続し、例えば、30秒分の心電図データを記憶する64Kバイトメモリ容量であるRAM27に記憶している心電図データを読みだして画面表示などを行う。

【0056】図6は心電図検出器1の変形例を示す底面図である。図6(a)は中心の関電極接触ピン40の周辺に、この関電極接触ピン40からの距離L3が等しく、かつ、等間隔L4の三つの不関電極接触ピン41a、41b、41cを設けている。さらに、この不関電極接触ピン41a~41cの外側に基準電極接触ピン42が配置されている。

【0057】また、図6(b)は関電極接触ピン50の周辺に、この関電極接触ピン50から等しい距離L5で取り囲むリング状の不関電極接触ピン51を配置している。さらに、不関電極接触ピン51の外側に基準電極接触ピン52が配置されている。このように関電極接触ピンと不関電極接触ピンは、各種の変形が可能である。なお、いずれの接触ピンにも、図1をもつて説明したように鋭角部を形成する。

【0058】図7は心電図検出器1の他の変形例を示す底面図である。図7において、この心電図検出器1は不関電極接触ピン(周辺電極)6a~6d、6i、6jのそれぞれの位置を関電極接触ピン(中心電極)6eから相違して配置(L1、L3)したものである。この場合、図3(b)に示したようにオペアンプ及び減衰器(ATT)によって、等価的に修正して演算を行う。

【0059】図8は心電図検出器と差動増幅器とその他の接続構成例を示す回路図である。図8において、この例は同時に二方向の心電図信号を検出するものであり、図3(b)に示した構成に、差動増幅器10aを設けている。この場合、周囲電極接触ピン6dから周囲電極接触ピン6cのベクトル方向の信号を差動増幅器10aを通じて検出する。さらに、図示しない差動増幅器を通じて関電極接触ピン6dから周囲電極接触ピン6aの信号を取り出すことによって、x、y、z方向の情報が得られ、心臓の局所現象が、より広く捉えることが出来るよ

10

20

30

40

50

うになる。

【0060】なお、心電図検出器1が小型化が可能であることから、心電図検出器1内に小型リチウム電池などを電源とする無線送信部を設け、いわゆる、テレメータ方式としての使用も可能である。

【0061】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、請求項1～4記載の心電図モニタ装置によれば、心電図検出器に、中心電極、周辺電極及び基準電極が一体的に設けられ、この電極の電位から差動増幅器を通じて心電図データ信号を得ているため、測定時に波形が変化及び変形せずに、波形が均一に検出される。この結果、心電図検出器が、その携帯を容易な聴診器のように小型化され、また、電極装着が簡便になる。したがって、正確かつ確実に心電図が導出され、所望の波形診断及び不整脈診断が可能になる。

【0062】さらに、請求項5、6の心電図モニタ装置は、中心電極と周辺電極間の距離に相関して増幅度を決定し、かつ、電極と一対で変更しているため、心電図信号が正確かつ確実に導出できるようになる。

【0063】また、請求項7、8の心電図モニタ装置によれば、中心電極、周辺電極及び基準電極が弾性変位するため、皮膚への電極装着が簡便になり、その心電図が正確かつ確実に導出できるようになる。

【0064】また、請求項9の心電図モニタ装置によれば、心電図検出器に心電図データを無線送信する無線送信部を備えているため、テレメータ方式のように離れた場所での観測が容易になり、その測定の利便性が向上するようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の心電図モニタ装置の実施形態における心電図検出器の構成を示す図である。

【図2】図1に示す心電図検出器を接続する心電図信号処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】図1に示す心電図検出器と差動増幅器との接続構成を示す回路図である。

【図4】実施形態にあって心電図本体装置の構成を示すブロック図である。

【図5】実施形態にあって心電図検出器の使用状態を示す断面図である。

【図6】実施形態にあって心電図検出器の変形例を示す底面図である。

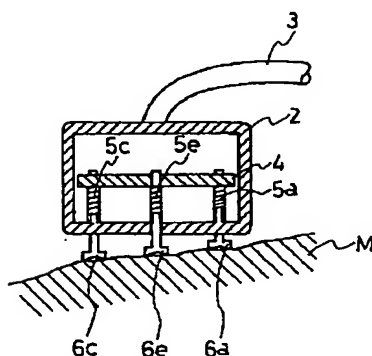
【図7】実施形態にあって心電図検出器における他の変形例を示す底面図である。

【図8】実施形態にあって心電図検出器と差動増幅器とその他の接続構成例を示す回路図である。

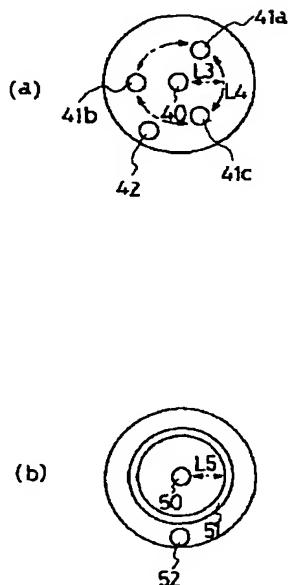
【符号の説明】

- 1 心電図検出器
- 4 取付基板
- 5a～5f コイルスプリング
- 6e, 50 関電極接触ピン
- 6a～6d, 51 不関電極接触ピン
- 6f, 52 基準電極接触ピン
- 8a～8d オペアンプ
- 8e 1/4減衰器
- 10 差動増幅器
- 17 波形モニタ装置
- 19 心電図モニタ装置
- 21 心電図信号処理部

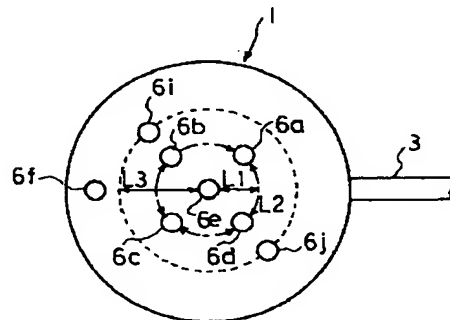
【図5】



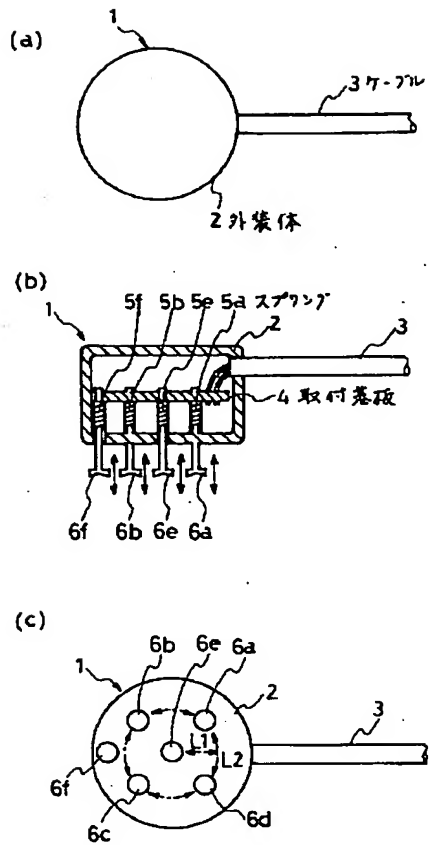
【図6】



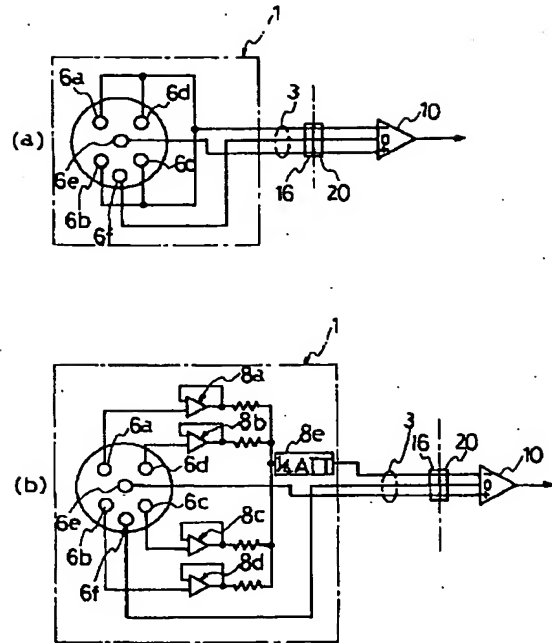
【図7】



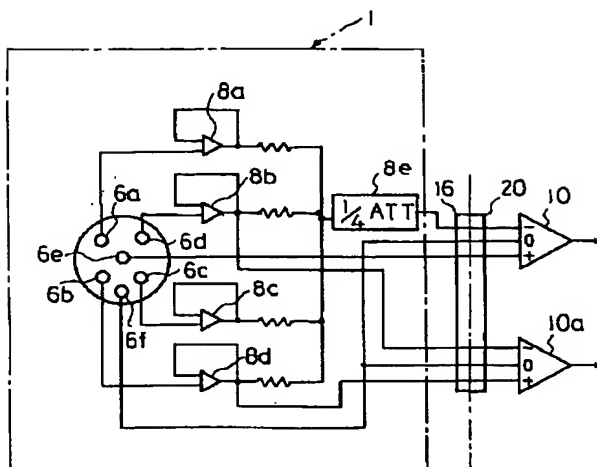
【図1】



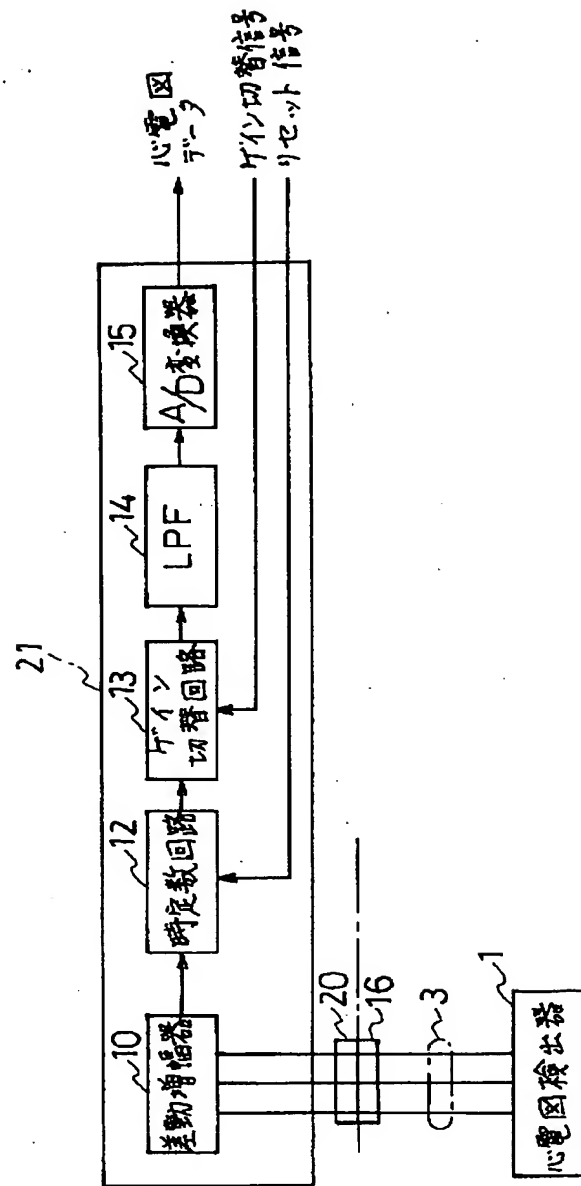
【図3】



【図8】



【図2】



【図4】

